Aus dem Institut und der Klinik für Medizinische Strahlenkunde

der Universität Düsseldorf

(Direktor: Professor Dr. med. Heinz Vieten)

Messungen der Neutronenstörstrahlung in den Strahlenfeldern Medizinischer Elektronenbeschleuniger

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Volkhard Sprengel

1981

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41536504_0136

Aus dem Institut und der Klinik für Medizinische Strahlenkunde

der Universität Düsseldorf

(Direktor: Professor Dr. med. Heinz Vieten)

Messungen der Neutronenstörstrahlung in den Strahlenfeldern Medizinischer Elektronenbeschleuniger

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Volkhard Sprengel

1981

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

gez. Prof. Dr. Straßburg

Referent:
gez. Prof. Dr. Günther

Korreferent:
gez. Prod. Dr. Jungblut

Inhaltsübersicht

Zusammenfassung		Seite 1
1.	Einleitung	Seite 1
2.	Physikalisch-technische Zusammenfassung zu den Elektronenbeschleunigern	Seite 3
2.1.	Elektronenbeschleuniger	Seite 3
2.2.	Betatron	Seite 5
2.3.	Feldgebung	Seite 6
3.	Neutronenerzeugung an Elektronenbeschleunigern	Seite 7
4.	Meßmethode	Seite 9
4.1.	Zusammenfassung zur Physik der Thermolumineszenzdosimetrie	Seite 10
4.2.	Albedodosimetrie	Seite 11
5.	Kalibrierung	Seite 15
5.1.	Messung der Gamma-Empfindlichkeit	Seite 15
5.2.	Vormessung mit Am - Be - Quelle	Seite 17
5.3.	Neutronenempfindlichkeit	Seite 19
6.	Messungen an Elektronenbeschleunigern	Seite 20
6.1.	Art der Beschleunigereinrichtungen	Seite 20
6.2.	Meßaufbau	Seite 20
6.3.	TLD - Auswerteprinzip	Seite 21
6.4.	Meßergebnisse im Hinblick auf die mittlere (effektive) Neutronenenergie	Seite 22
6.4.1.	Betatron der Universität Düsseldorf	Seite 22
6.4.2.	Linac Duisburg	Seite 24
6.4.3.	Linac Universität Köln	Seite 25
6.4.4.	Betatron Köln-Merheim	Seite 26

6.5. Meßergebnisse in Hinblick auf die Neutronen- und Photonendosisleistung im Bestrahlungsraum durch Störstrahlung Seite 27

6.5.1. Neutronenstörstrahlung Seite 27

6.5.2. Photonenstörstrahlung Seite 28

7. Diskussion zu den Messungen an den Elektronenbeschleunigern Seite 29

7.1. Anteil thermischer Neutronen an der Neutronenstörstrahlung Seite 30

7.2. Mittlere (effektive) Energie der Neutronenstörstrahlen Seite 31

7.3. Neutronen- und Photonendosis Seite 32

8. Literaturhinweise Seite 37

Messungen der Neutronenstörstrahlung in den Strahlenfeldern medizinischer Elektronenbeschleuniger

Zusammenfassung:
Mit Hilfe der Albedodosimetrie wurde sowohl die Neutronen- und Photonendosis als auch die mittlere (effektive) Neutronenenergie an vier verschiedenen Elektronenbeschleunigern (jeweils zwei Linearbeschleuniger und zwei Betatrons) bestimmt. Als Detektoren wurden Thermolumineszenzdosimeter (TLD) verwendet, wobei aus der Differenz der Meßwerte von TLD 600 (^{6}LiF) - empfindlich für Neutronen und Gammastrahlen - und TLD 700 (^{7}LiF) - empfindlich nur für Gammastrahlen - die Neutronendosis berechnet werden kann. Folgende Ziele wurden dabei verfolgt:

1.) Hinweise auf die Gestaltung des baulichen Strahlenschutzes gegen Neutronen (z.B. die Dimensionierung der Tür zum Bestrahlungsraum).
2.) Informationen über die Strahlenexposition des Patienten durch Neutronenstörstrahlung außerhalb des Nutzstrahlfeldes.

1. Einleitung

In zunehmenderem Maße werden heute Elektronenbeschleuniger in der Strahlentherapie eingesetzt. Früher handelte es sich dabei ausschließlich um Betatrons (16-20 MeV-Typ und 42 MeV-Typ); in den letzten Jahren werden diese von Linearbeschleunigern ("Linac") abgelöst, die im wesentlichen drei Energiestufen aufweisen: ca. 6 MeV, 10-12 MeV und 16-24 MeV. Zur Zeit (Stand: Oktober 1980) gibt es im Land NW 5 Betatrons und 7 Linacs (weitere Linacs sind im Aufbau bzw. in der Planung).

Die rechtlichen Grundlagen für den Betrieb ergeben sich u.a. aus § 16 der Strahlenschutzverordnung (StrSchV) /1/, welcher die Betriebsgenehmigung verlangt (Genehmigungs-

behörde im Land NW: örtlich zuständiger Regierungspräsident). Außerdem zu erwähnen ist die Richtlinie des BMI " Strahlenschutz in der Medizin " /2/ und die DIN 6847 mit Teil 1 ("Regeln für die Herstellung") /3/ und Teil 2 ("Regeln für die Errichtung") /4/.

Strahlenschutzprobleme entstehen einmal durch Neutronen, die oberhalb eines Schwellenwertes erzeugt werden, der je nach Material etwas unterschiedlich ausfällt, aber größenordnungsmäßig mit ca. 8 MeV Photonenenergie angesetzt werden kann, durch (γ,n)- Prozesse in Abschirmmaterial, Kollimatoren, Blende und Target. Die so entstehende Störstrahlung, die für den Patienten eine zusätzliche Strahlenexposition darstellt, muß möglichst weitgehend abgeschirmt werden /3/. Nicht unwichtig ist hierbei die Kenntnis der mittleren Neutronenenergie. Ein zweiter Anteil der Störstrahlung wird von Photonen erzeugt (sog. "Gehäusedurchlaßstrahlung").

Die höchstzulässigen Werte für Neutronen- und Photonenstörstrahlung sind festgelegt in Lit./3/ (siehe dort Bild 1).

Folgende Schwierigkeiten traten bei früheren Messungen auf:

1.) Unzureichende meßtechnische Trennung der Photonen- von der Neutronenkomponente (und umgekehrt),
2.) Bestimmung der Neutronenenergie nur mit sehr großem Aufwand.

Diese Arbeit will folgende Lösung anbieten:
Die Albedodosimetrie (modifiziert nach PIESCH /5/) nutzt die ^{6}LiF-Empfindlichkeit bzw. die ^{7}LiF-Unempfindlichkeit von Thermolumineszenzdosimetern (TLD) für thermische Neutronen aus; beide Thermolumineszenzmaterialien sind allerdings nahezu gleich empfindlich für Gamma-Strahlung. Daraus ergibt sich die Möglichkeit einer Diskriminierung der unterschiedlichen Strahlungs-

anteile. Außerdem erlauben spezielle Anordnungen der TLDs in thermalisierenden Materialien Rückschlüsse auf die mittlere (effektive) Neutronenenergie.

2. Physikalisch - technische Zusammenfassung zu den Elektronenbeschleunigern

Das Problem, daß oberhalb einer Spannung 300 kV die konventionellen Hochspannungserzeugungsmethoden aus technischen und finanziellen Gründen in der Strahlentherapie nicht anwendbar sind, führte zur Entwicklung von Beschleunigeranlagen. Bei dem sog. Mehrfachbeschleunigungsprinzip, bei dem die notwendige hohe Energie der beschleunigten Teilchen durch vielfaches Durchlaufen einer kleineren Spannungsdifferenz gewonnen wird, unterscheidet man zwei verschiedene Möglichkeiten:

1.) Linearbeschleuniger: die zu beschleunigenden Teilchen (z.B. Elektronen) durchlaufen mit entsprechender Phasenlage hintereinanderliegende elektrische Wechselfelder und entnehmen diesen jeweils einen bestimmten Energiebetrag.
2.) Kreisbeschleuniger: die zu beschleunigenden Teilchen werden auf einer konstanten Sollkreisbahn gehalten und durchlaufen pro Umlauf immer wieder dasselbe Feld, wobei jeweils ein bestimmter Energiebetrag gewonnen wird.

2.1. Elektronenlinearbeschleuniger (e-Linac)

Der grundlegende Aufbau besteht aus einer linearen Anordnung einer Anzahl von Metallhohlzylindern ("Hohlraumresonatoren"). Je nach Typ und Herstellerfirma wird in dieses System eine hochfrequente Steh- oder Wanderwelle eingespeist. Der feldfreie Raum zwischen den Resonatoren erlaubt eine ungestörte, d.h. weder gebremste

noch beschleunigte Bewegung der Elektronen. In den Resonatoren erfahren die Elektronen einen Beschleunigungsschub, sofern ihre Bewegung an die positive Phase der an dem jeweiligen Resonator anliegenden elektrischen Schwingung gekoppelt ist. Dieses Prinzip der stufenweisen Beschleunigung durch phasengerechte Felder läßt keinen kontinuierlichen Elektronenstrahl im Beschleunigungssystem zu, sondern nur einzelne "Elektronenpakete", so daß Linacs nur einen gepulsten Elektronenstrom liefern können. Es ist offensichtlich, daß bei fester Frequenz die Länge des Beschleunigers mit der Elektronengeschwindigkeit und der Anzahl der Beschleunigungselemente anwächst. Diesen Nachteil besonders des Wanderwellenbeschleunigers weist das Konzept des Stehwellenbeschleunigers in diesem Maße nicht auf, sofern dieser nur bei einer definierten Strahlleistung arbeitet. Ein Wanderwllenbeschleuniger eignet sich besonders gut für Brems- und Elektronenstrahlenanwendung. Für Elektronenstrahlehanwendung kann es nämlich nötig werden, den Strahlstrom bis zu einem Faktor 1000 herabzusetzen. Im Gegensatz zum Stehwellenprinzip kann ein Wanderwellenrohr für den Betrieb über einen weiten Bereich von Elektronenenergien und Strahlströmen konstruiert werden. Desweiteren zeigt das Wanderwellenprinzip eine bessere spektrale Verteilung der beschleunigten Elektronen.

Medizinische Linearbeschleuniger moderner Bauart erreichen eine Länge des Beschleunigungsweges von etwa einem Meter. Das Beschleunigungsrohr ist waagerecht angeordnet. Durch Umlenken des ankommenden Elektronenstrahls mittels 90° - oder 270° - Magneten kann die Strahlenrichtung senkrecht nach unten gerichtet werden, wobei beim 90° - Magneten eine sehr genaue Energieauswahl aller beschleunigter Elektronen möglich ist, während bei der 270° - Ablenkung der Vorteil in einer Fokussierung aller beschleunigter Elektronen auf einen Punkt des Targets, und zwar unabhängig von ihrer

Energie, liegt. Die Hochfrequenzleistung wird entweder in einem Klystron oder in einem Magnetron erzeugt.

2.2. Betatron

Die Wirkungsweise und der Aufbau eines Betatrons (Erstbetrieb: 1941) ähnelt im Prinzip einem Transformator, bei dem an Stelle der Sekundärspule eine evakuierte ringförmige Röhre installiert ist. Die in der Elektronenquelle vorbeschleunigten Elektronen folgen dem induzierten elektrischen Wirbelfeld B in der Röhre, wenn sie zu einem bestimmten Zeitpunkt - etwa in der Nähe des Nulldurchgangs der Wechselstromphase - in diese injiziert werden. Dabei gewinnen sie bei jedem Umlauf einen kleinen Energiebetrag von etwa 50 eV, wobei auch die einwirkende Zentrifugalkraft allmählich größer wird. Für eine Kreisbahn mit konstantem Radius sorgt ein zusätzliches Magnetfeld, das proportional zur Elektronenenergie größer werden muß. Zu diesem Zweck existieren sog. Steuerpolschuhe, die ein Steuermagnetfeld B_{st} derart erzeugen, daß $B_{st} = 1/2\ B$ sein muß (sog. WIDEROESCHE Bedingung).

Zur Erzielung der maximalen Endenergie von z.B. 42 MeV legen die Elektronen während der Beschleunigungsphase (Dauer: 1/200 s) einen Weg von ca. 1.500 km zurück.

Um zum Schluß der Beschleunigungsphase die Elektronen aus der Röhre herauszuführen, muß das stabilisierende Magnetfeld gestört werden. Die hierfür vorgesehenen Stör- bzw. Expansionsspulen schwächen das Magnetfeld, so daß die Elektronen spiralförmig über den Sollkreis herausgeführt werden und durch eine dünne Metallfolie (z.B. aus Cu) das Vakuumgefäß verlassen können.

Dagegen erzeugt man Röntgenbremsstrahlung hoher Energie, wenn die Störspulen das Magnetfeld verstärken, die Elektronen den Sollkreis nach innen gerichtet verlassen und

auf eine Anode (z.B. aus W) aufprallen. An dieser wird beispielsweise bei 15 MeV Elektronenenergie ein Anteil von 40 % in Röntgenstrahlenenergie umgesetzt.

2.3. Feldgebung

Um verschiedene Bestrahlungsfelder einstellen zu können, werden Tubusse eingesetzt, welche bei Elektronenbestrahlung das Feld festlegen. Bei Photonenbestrahlung geschieht die Strahlfeldbegrenzung durch Blenden, wobei das Feld mittels eines Lichtvisiers angezeigt wird. Geht man von der Feldmitte aus, zeigt sich innerhalb der Felder ein erheblicher Dosisabfall, d.h. die Felder sind nicht dosishomogen. Um die Photonenfelder zu homogenisieren, kommen Ausgleichskörper zum Einsatz, die aus Blei bestehen. Bei Elektronenfeldern wir die Homogenisierung durch sog. Streufolien bewirkt, welche je nach Energiewahl aus verschiedenen Metallen hergestellt und unterschiedlich dick sind.

Da die Dosisleistung beim Linac, insbesondere aber beim Betatron relativ starken Schwankungen unterworfen ist, müssen außer einer Bestrahlungsuhr noch Ionisationskammern zur Kontrolle der eingestrahlten Dosis vorhaden sein. Diese müssen vom Physiker regelmäßig mit einem externen kalibrierten Dosimeter verglichen werden.

Tab. 1 zeigt eine Gegenüberstellung der Eigenschaften eines Linearbeschleunigers (Typ SL 75/20, Fa. Philips) und eines Betatrons (Typ Betatron 200 A, Fa. Siemens).

	SL 75/20	Betatron 200 A
• Typ	Wanderwellen-Linac	Betatron
• Max. Elektronenenergie	20 MeV	18 MeV
• Elektronendosisleistung	500 R* /min in 1 Meter	2000 R/min in 50 cm
• Max. Feldgröße in 100 cm	25 cm x 25 cm	12 cm x 12 cm
• Max. Grenzenergie der Röntgenbremsstrahlung	16 MeV	18 MeV
• Photonendosisleistung in 1 Meter	300 R/min	200 R/min ohne Ausgleichskörper
• Abstand Fokus - Isozentrum	100 cm	variabel: 52-65 cm
• Eingerichtet für Bewegungsstrahlung	ja	ja

* Neue Einheit: 1 Röntgen (R) $= 2.58 \cdot 10^{-4}$ C/kg

Tab. 1: Gegenüberstellung der Eigenschaften von Linac SL 75/20 und Betatron 200 A.

3. Neutronenerzeugung an Elektronenbeschleunigern

In der Umgebung von medizinischen Beschleunigeranlagen führen (γ,n) - Reaktionen zu einer Neutronenstörstrahlung mit Dosisleistungen in der Größenordnung einiger rem/h. Die Schwellenenergie k_{th} für den Kernphotoeffekt vom (γ,n) - Typ entspricht der Bindungsenergie des Neutrons in dem betreffenden Atomkern (etwa 7 bis 8 MeV), wobei die Photonenenergie k_o für das Maximum der Neutronenproduktion bei leichten Kernen um 22 MeV liegt und sich mit wachsender Massenzahl A gemäß dem empirischen Zusammenhang $k_o \sim A^{-0.2}$ in Richtung kleinerer Energien bis hin zu 14 MeV verschiebt.

Tab. 2 zeigt eine Auswahl möglicher (γ,n) - Reaktionen an Materialien, die beim Betrieb medizinischer Beschleunigeranlagen bedeutsam sind, mit Angabe der Schwellenenergie k_{th}, der Energie maximaler Neutronen-

produktion k_o und der Maximalenergie k_{max}, unterhalb derer Kernphotoeffekte mit strahlenschutzrelevanten Ausbeuten verlaufen.

Isotop	k_{th} (MeV)	k_o (MeV)	k_{max} (MeV)
^{63}Cu	10.84	16	27.8
^{65}Cu	9.91	16.70	27 8
^{Nat}Cu	9.91	17	27.8
^{181}Ta	7.64	14	24.6
^{186}W	7.27	14	28.6
^{206}Pb	8.12	13.59	26.4
^{207}Pb	6.73	13.56	26.4
^{208}Pb	7.38	13.46	26.4
^{209}Bi	7.43		22

Tab. 2: Einige im Strahlerkopf medizinischer Beschleunigeranlagen enthaltender Isotope mit Angabe der Schwellenenergie k_{th}, der Energie maximaler Neutronenproduktion k_o und der Maximalenergie k_{max}, unterhalb derer Kernphotoeffekte relevante Ausbeuten bringen /6/.

Ähnliche Gesetzmäßigkeiten gelten - wenn auch mit geringer Neutronenausbeute - für elektroneninduzierte Kernreaktionen vom Typ (e,n). Ein für diese Reaktion typisches Neutronenspektrum zeigt Abb. 1 /7/.

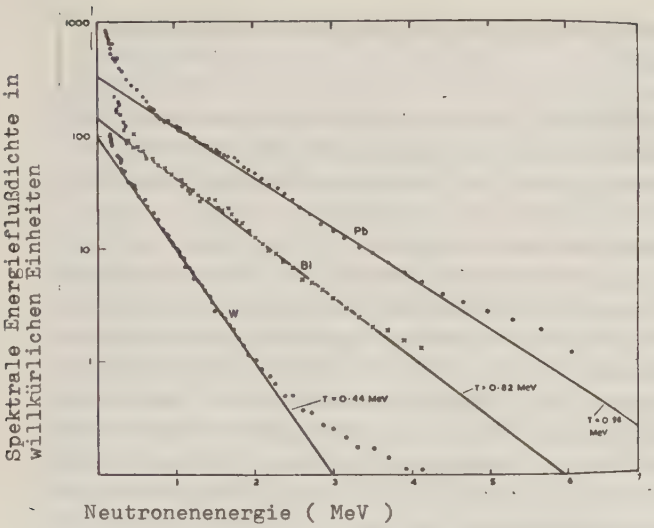


Abb. 1: Neutronenspektrum von 45 MeV-Elektronen, die auf W, Pb und Bi auftreffen /7/.

Die ausgezogenen Geraden geben die berechnete Form der Spektren wieder, wobei man die Neutronenproduktion durch einen Verdampfungsprozess im Atomkern erklärt (T = Kerntemperatur in MeV).

4. Meßmethode

Mit der in dieser Arbeit angewandten Albedodosimetrie (modifiziert nach PIESCH /5/) werden energiearme, vorwiegend thermische Neutronen nachgewiesen, welche aus dem Körper, der die Dosimeter trägt, rückgestreut werden. Eine Polyäthylenkugel mit einem Durchmesser von 34 cm repräsentiert hier den normalerweise menschlichen Körper. Detektoren, die sich im Innern der Kugel als auch außerhalb dieser befinden, sind Thermolumineszenzdosimeter (TLD) aus LiF.

4.1. Zusammenfassung zur Physik der Thermolumineszenzdosimetrie

Viele Substanzen, die von hinreichend energiereicher Strahlung getroffen werden, zeigen das Phänomen der Lumineszenz. Folgt die Lichtemission unmittelbar nach der Einwirkung, liegt Fluoreszenz vor; kommt es erst nach einer gewissen Zeitspanne zu einer Lichtemission, spricht man von Phosphoreszenz. Eine spezielle Anwendung dieser Effekte ist die Thermolumineszenz (Lit. z.B. /10/ und /11/). Sie beruht auf der durch ionisierende Strahlen bestimmter Dosis hervorgerufenen Bindung von Elektronen in sog. Haftstellen geeigneter Kristalle und den durch anschließende Wärmezufuhr bedingten Übergang dieser Elektronen in das Grundniveau. Dieser Vorgang erzeugt Licht, dessen dosisproportionale Intensität gemessen werden kann.

Wichtige thermolumineszenzfähige Materialien sind, unter anderem, neben dem hier eingesetzten Lithiumfluorid (Lif) noch Kalziumfluorid (CaF_2) und mit Mangan aktiviertes Kalziumsulfat ($CaSO_4$:Mn).

Das LiF-TLD liegt in diesem Fall vor als sog. "extruded LiF-Dosimeter" (Bezeichnung der Herstellerfirma Harshaw). Darunter versteht man unter hohem Druck und hoher Temperatur gepreßte Kristalle, die etwas durchsichtig und mechanisch relativ fest sind. Sie weisen folgende Eigenschaften auf:

- Die Abhängigkeit der LiF-Anzeige von der Photonenenergie ist gegenüber den anderen TL-Substanzen nicht sehr ausgeprägt (z.B. /12/).
- Der Meßbereichsumfang für LiF reicht von einigen mRad* bis etwa 1000 Rad (z.B. /12/).
- Die Reduzierung der gespeicherten Dosisinformation in der Zeit zwischen Bestrahlung und Auswertung ("Fading") ist bei LiF sehr gering: ca. 5 % in drei Monaten (z.B. /12/).
- Die untere Nachweisschwelle beträgt ca. 20 mrem* für Neutronen und ca. 10 mRad für Gamma-Strahlen. /8/.

---

* Neue Einheiten: 100 Rad = 1 Gray (Gy)
100 rem = 1 Sievert (Sv)

Die Vorzüge des LiF-TLDs liegen in dem geringen Volumen der Detektoren (3,2 x 3,2 x 0,9mm^3) und - abgesehen von dem Bereich unterhalb von 50 keV - in der geringen Energieabhängigkeit der Dosisanzeige. Dadurch ergeben sich sowohl in der Radiologie als auch im Strahlenschutz viele Anwendungsmöglichkeiten /11/.

Die Auswertung der TLDs geschieht folgendermaßen:
Das Dosimeter wird innerhalb eines speziellen Auswertegeräts auf eine Heizplatte plaziert, welche sich dicht unter einem Sekundärelektronenvervielfacher ("Multilier") befindet. Die vom TLD während des Aufheizvorganges auf mehrere 100°C ermittierte Lichtmenge wird vom Multiplier registriert, in einen Elektronenstrom umgewandelt und die während der gesamten Auswertezeit als Integral aufaddierte Ladung in Form einer digitalen Anzeige dargestellt. Der Ofenbereich ist mit einer Stickstoffatmosphäre gefüllt, um Oxydationsvorgänge am erhitzten TLD zu verhindern.

4.2. Albedodosimetrie

Über die Kernreaktion ^{6}Li (n,α) ^{3}H sind LiF-TLDs empfindlich gegenüber thermischen Neutronen; zur Diskriminierung gegenüber Photonenstrahlen bietet sich die Kombination aus TLD 600 (^{6}Li, neutronenempfindlich) und TLD 700 (^{7}Li, unempfindlich gegenüber thermischen Neutronen) an. TLD 600 und 700 haben etwa gleiches Ansprechungsvermögen für Photonen-Strahlung.

Abb. 2 zeigt die Neutronenempfindlichkeit von ^{6}LiF-TLD in Abhängigkeit von der Neutronenenergie /12/.

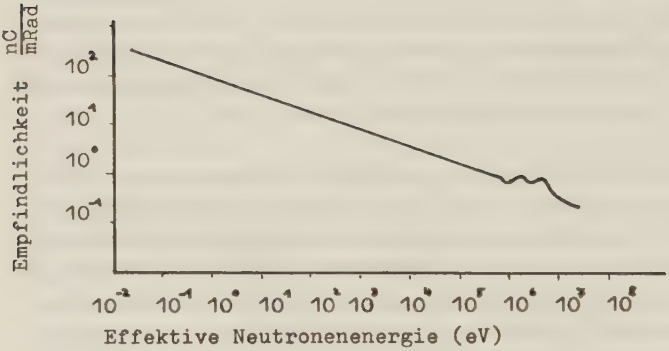
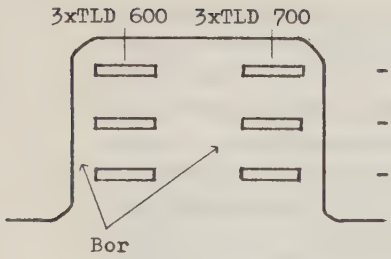


Abb. 2: Neutronenempfindlichkeit von ^{6}LiF-TLD in Abhängigkeit von der Neutronenenergie /12/.
(Die im TLD-Auswertegerät registrierte dosisproportionale Ladung wurde in Nanocoulomb (nC) gemessen.)

Der Albedofaktor - definiert als Verhältnis der vom Körper rückgestreuten Neutronenfluenz zur gesamten einfallenden Neutronenfluenz - ist oberhalb von 10 keV stark von der Neutronenenergie abhängig. Das Albedo - Neutronendosimeter kann diesen Tatbestand insofern ausnutzen, als die biologisvhe Wirksamkeit von Neutronen eine ganz ähnliche Abhängigkeit von der Neutronenenergie aufweist. Dies ist auch für das in dieser Arbeit benutzte System verhältnismäßig gut erfüllt. Damit die beiden körpernahen Dosimeter den einfallenden thermischen Neutronenfluß nicht zusätzlich mitmessen, werden sie durch ein Material mit sehr hohem Einfangsquerschnitt für thermische Neutronen (hier benutzt: borhaltiges Material) abgeschirmt.
(vgl. Abb. 3)



- Pos. a: mißt i.w. nur einfallende thermische Neutronen
- Pos. m: mißt i.w. nur die mittelschnellen Neutronen
- Pos. i: mißt i.w. nur die Albedoneutronen

Abb. 3: Grundsätzlicher Aufbau des Albedodosimeter /8/ (Die Pos. m wurde in dieser Arbeit nicht berücksichtigt).(Vgl. auch Abb. 5).

Die Kalibrirung des Albedo-Systems geht folgendermaßen vor sich: Die zwar durch Neutronen bewirkte, aber in der Dosiseinheit für Photonenstrahlen bewertete sog. "gamma-äquivalente" Anzeige von Dosimeter Pos. i in der Einheit Röntgen (R) wird bezogen auf die Äquivalentdosis in der Einheit rem eines externen Remcounters (hier: Neutron Dose Rate Meter der Fa. Studsvik). Außerdem eingesetzt wurde ein Photonendosisleistungsmeßgerät (TOLE/E der Fa. Berthold) sowie als Neutronenquelle eine Am-Be-Quelle und als Gammaquelle das Isotop ^{137}Cs (0.668 MeV). Die gammaäquivalente Anzeige des Dosimeters in Pos. i ist durch folgenden Ausdruck gegeben:

$$i\left[\frac{R}{rem}\right] = \frac{\dfrac{\text{Gamma-Dosis (R)}}{\text{Skalenteile (TLD-Auswertegerät)}}}{\dfrac{\text{Neutronendosis (rem)}}{\text{Skalenteile (TLD-Auswertegerät)}}} \quad \ldots \left[1\right]$$

Dabei geht man von der Annahme aus, daß die Gamma - Empfindlichkeit für TLD 600 und TLD 700 in gleicher Größenordnung liegt, so daß der Zähler durch die TLD 700 - Anzeige, der Nenner durch die Differenz aus TLD 600- und TLD 700 - Anzeige bestimmt wird. (vgl. dazu auch Tab. 3 und 4).

$i\left[\frac{R}{rem}\right]$ ist abhängig von der Energie der primären

Neutronen und dem Anteil der rückgestreuten bzw. moderierten Neutronen.

Hinweise auf das Neutronenspektrum erhält man durch ein in Abb. 4 dargestelltes Diagrammprinzip, welches die Bestimmung der mittleren (effektiven) Neutronenenergie und des Anteils thermischer Neutronen an der gesamten Neutronenintensität erlaubt /8/.

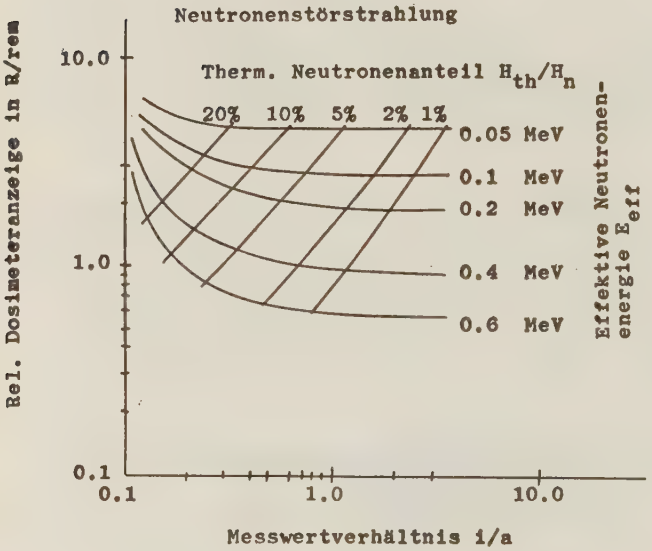


Abb. 4: Anzeige des Albedodosimeters als Funktion des Meßwertverhältnisses i/a und der Parameter E_{eff} und H_{th}/H_n /8/.

Dabei sind die Verhältnisse so gewählt, daß $i/a \approx 0.1$ einen 100 %igen Anteil thermischer Neutronen bedeutet.

Im Inneren der Kugel (Pos. Z, vgl. Abb. 5) sind nahezu alle Neutronen thermalisiert und können somit von den dort eingebrachten TLDs mit optimaler Empfindlichkeit registriert werden ("passiver Remcounter").

Das Verhältnis der Dosimeteranzeigen auf der Vorder- und Rückseite der Kugel ermöglicht Aussagen über die Strahleneinfallsrichtung. Diese zusätzliche Aussagemöglichkeit wurde in dieser Arbeit nicht genutzt.

5. Kalibrierung

5.1. Messung der Gamma-Empfindlichkeit

Abb. 5 zeigt den benutzten Meßaufbau:

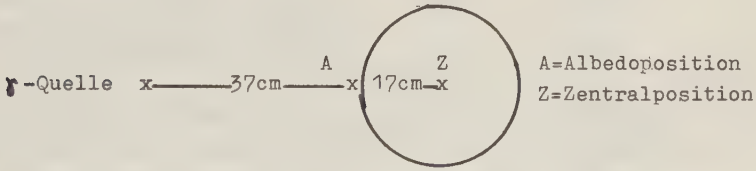


Abb. 5: Aufbau zur Messung der Gamma-Empfindlichkeit

Die Dosisleistung errechnet sich aus der Aktivität der Quelle nach der Formel:

$$\dot{D}\left[\frac{mR}{h}\right] = T_\gamma \left[\frac{mR \cdot cm^2}{mCi \cdot h}\right] \cdot \frac{Q}{r^2}\left[\frac{mCi}{cm^2}\right] \qquad \ldots [2]$$

Dabei ist:

Q = Aktivität (hier: 30 mCi*),
r = Abstand Quelle - Dosimeter [hier: 37cm (A) bzw. 54cm (Z)]
T = Dosisleistungskonstante (für Cs 137: 3550 $\frac{mr\ cm^2}{mCi\ h}$)

* Neue Bezeichnung: 1 Ci ≙ $3.7.10^{10}$ Zerfälle/s ≙ $3.7.10^{10}$ Becquerel (Bq)

In Gleichung [2] eingesetzt, ergibt sich:

$\dot{D} = 3.550 \frac{30}{37} = 78\text{mR/h (A)},$

$\dot{D} = 3.550 \frac{30}{54} = 37\text{mR/h (Z)}.$

Aus Tab. 3 kann man die Dosis (mR), gemessen mit dem TOL/E, als auch den Umrechnungsfaktor f, mit dessen Hilfe man die Skalenteile (Skt) am TLD- Auswertegerät in mR bzw. mrem umrechnen kann, ersehen.

Position	Li^6 (Skt)	Li^7 (Skt)	Li^6 minus Li^7	Gamma-dosis (mR)	f (mR/Skt)		
					Li^6	Li^7	Li
Z	848	800	+ 5,7 %	1305(Z)	1.54	1.63	1.59
a	3082	3430	-11.5 %	2393(A)			
i	2699	2982	-10.5 %	2393(A)			
m	3106	3311	- 6.6 %	2393(A)			
Mittel-wert a, i, m	2962	3241		2393	0,81	0.74	0.77

Tab. 3: Meßwerte zur Errechnung des Umrechnungsfaktors f zur Berechnung der Gamma-Dosis in mR aus der TLD-Anzeige in Skt.

(Zum Vergleich wird auch der Umrechnungsfaktor f der üblicherweise für den Photonenstrahlen-nachweis benutzten LiF-TLDs aus Li mit natürlicher Isotopenmischung angegeben).

Der Mittelwert f = 0.77 wurde für die folgenden Messungen benutzt.

5.2. Vormessungen mit der Am - Be - Quelle

In Abb. 6 wird der benutzte Meßaufbau dargestellt:

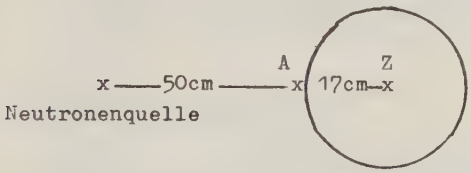


Abb. 6: Meßaufbau zur Vormessung mit der Am - Be - Neutronenquelle

Als geeichte Quelle stand zur Verfügung: 100mCi Am 241 mit einer Flußdichte von 2.21 n s^{-1} cm^{-2} in einem Meter Abstand (n=Neutronen). Nach Anlage XIV, Tab. 3 der StrSchV /1/ gilt für die mittlere Energie der Am - Be - Quelle: 7 n s^{-1} cm^{-2} $\hat{=}$ 1.0 mrem/h; d.h. für die Flußdichte der o.g. Quelle in
100 cm Abstand: 0.32 mrem/h; in
50 cm Abstand: 1.26 mrem/h.

Die Messungen mit dem externen Remcounter brachte den Wert: 1.0 $\pm$ 10 % mrem/h in 50 cm Abstand. Zur Abschirmung der 60keV Gamma-Strahlung des ^{241}Am wurden die Messungen zusätzlich mit einer Bleiabschirmung von 1mm Dicke durchgeführt.
Tab. 4 zeigt die Meßergebnisse und die sich daraus ergebenden Parameter für die Bestimmung des Faktors f zur Berechnung der Neutronendosis in mrem aus der TLD-Anzeige in Skt und für die Einordnung der Am - Be - Neutronen in das Diagramm der Abb. 4. Das Neutronenspektrum aus der Literatur /13/ zeigt eine maximale Energie um 7 MeV, jedoch eine mittlere im Bereich von 1 bis 2 MeV, was durch Abb. 7 bestätigt wird.

Nr. der Messung	Pos	Li^6 (Skt)	Li^7 (Skt)	Li^6 minus Li^7 (Skt)	Dosis* (mrem) Z	Dosis* (mrem) A	mit/ohne Pb-Sch.	f(mrem/Skt) bezogen auf Dosis in Z	f(mrem/Skt) bezogen auf Dosis in A	$\frac{R}{rem}$ i	$\frac{R}{rem}$ i/a
		81.5	29	52.5	15.7		ohne	0.35			
I	a	61	44	17		18.5	ohne		0.92	$\frac{0.77}{2.62}$	
	i	54	48	6		18.5	ohne		2.62	0.29	2.85
	Z	62.5	13.5	49	15.7		mit	0.38			
II	a	23	8	15		18.5	mit		1.05	$\frac{0.77}{1.96}$	
	i	17	9	8		18.5	mit		1.96	0.39	1.87
III	Z	304	40	264	79		ohne	0.30			
IV	Z	308	13	295	79		mit	0.27			

* gemessen mit externem Remcounter

Tab. 4: Meßergebnisse für die Berechnung des mittleren Umrechnungsfaktors f zur Berechnung der Neutronendosis in mrem und für die Einordnung der Am - Be - Neutronen in das Diagramm Abb. 4.

Aus der auf der vorherigen Seite abgebildeten Tab. ergibt sich ein Mittelwert für f von 0.33 ($\frac{mrem}{Skt}$) für Dosimeter Z (Mittelwert aus vier Messungen mit der Am - Be - Quelle), der für die folgenden Messungen als Kalibrierung des passiven Remcounters benutzt wird.

5.3. Neutronenempfindlichkeit

Die aus Tab. 4 gewonnenen Werte für die gammaäquivalente Anzeige i$\left[\frac{R}{rem}\right]$ von 0.34 (Mittelwert aus zwei Messungen) und für das Verhältnis von i/a von 2.36 (ebenfalls aus zwei Messungen gewonnener Mittelwert) ergibt die Pos. der Am - Be - Neutronen im Diagramm der Abb. 4, die in Abb. 7 dargestellt ist.

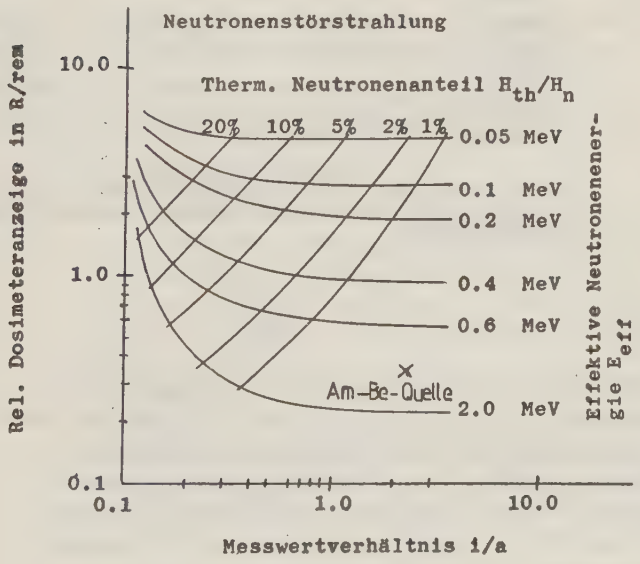


Abb. 7: "Neutronen - Diagramm" der Am - Be - Neutronen.

6. Messungen an Elektronenbeschleunigern

6.1. Art der Beschleunigereinrichtung

Tab. 5 enthält die Einrichtungen, an denen die Messungen vorgenommen worden sind.

Beschleunigungs-prinzip	Standort	Typ	Her-steller	Max.Energie(MeV) Phot.	Elektr.	Photonen dosisleist. in 1m (R/min)
Betatron	Universi-tät Düsseldorf	200 A	Siemens	18	20	100
Betatron	Städt. Kliniken Köln-Merheim	keine Ang.	Siemens	42	42	100
Linac	Städt. Kliniken Duisburg	Meva-tron 12	Siemens	10	12	300
Linac	Universi-tät Köln	SL75/20	Philips	16	20	300

Tab. 5: Medizinische Beschleunigereinrichtungen, an denen die in dieser Arbeit ausgewerteten Messungen vorgenommen wurden.

6.2. Meßaufbau

Die zum Boden gerichtete Nutzstrahlenöffnung blieb jeweils geschlossen, um den störenden Einfluß des Photonenuntergrunds infolge Streustrahlung möglichst niedrig zu halten, d.h. die TLD 700-Anzeige sollte möglichst niedrig sein, damit die Differenz aus TLD-600 - und 700 - Anzeige optimal und der Meßfehler minimal werden.

Die Dosisleistung wurde jeweils auf maximale Werte eingestellt. Drei Aufpunkte wurden für alle Messungen

wie folgt festgesetzt: Aufpunkt 1 liegt nahe am Strahlerkopf (ca. 0.5 m), die Aufpunkte 2 und 3 sind in größerer Entfernung (ca. 3 bis 4 m, in Wandnähe) lokalisiert. Außerdem wurde an diesen Punkten mit dem externen Remcounter und dem Photonendosimeter TOL/E gemessen. Die Auswertung der TLDs geschah mit dem TLD-Auswertegerät "TLR-5" der Firma Eberline (USA) im TLD-Labor der Zentralstelle für Sicherheitstechnik (ZfS) in Düsseldorf.

6.3. TLD-Auswerteprinzip

Skt-Angaben bedeuten digitale Dosisanzeigen am TLD-Auswertegerät in zunächst willkürlichen Einheiten (Skalenteilen).

Skt_{600} bzw. Skt_{700} heißt Anzeige der TLDs 600 bzw. 700 am Auswertegerät in Skalenteilen. f bezeichnet den Umrechnungsfaktor der Angabe " Skt_Z " in die Dosis mit der Einheit mrem des passiven Remcounters.

a) passiver Remcounter Z
   Aus jeweils zwei TLD 600 und 700 wurde der Mittelwert gebildet: Skalenteile $(Skt)_{600}$ minus $Skt_{700} = Skt_Z$. Die Dosis in mrem ergibt sich dann: Dosis (mrem) = $Skt_Z \cdot f$, wobei $f = 0.33\ (\frac{mrem}{Skt_Z})$ (siehe Tab. 4, Abschn. 5.2).

b) Dosimeter i
   α) $(Skt_{700})i$ wird verglichen mit der Dosis (TOL/E) in R. Dosis (TOL/E) heißt: Photonendosis, gemessen mit dem Photonendosimeter TOL/E in der Einheit Röntgen

   β) Skt_{600} minus $Skt_{700} = Skt_i$

c) Dosimeter a
   Skt_{600} minus $Skt_{700} = Skt_a$

d) gammaäquivalente Anzeige

$$i\left[\frac{R}{rem}\right] = \frac{\frac{\text{Dosis (TOL/E) in R}}{(Skt_{700}{}^{i})}}{\frac{Skt_Z \cdot f = \text{Dosis in rem}}{Skt_i}} \cdot \qquad \ldots \left[3\right]$$

(vgl. Gl. [1])

e) $\frac{i}{a}$ Verhältnis $= \frac{Skt_i}{Skt_a}$

6.4. Meßergebnisse im Hinblick auf die mittlere (effektive) Neutronenenergie

6.4.1. Betatron der Universität Düsseldorf

Meßort	Neutronendosisleistung (mrem/h) Remcounter passiv	extern	Photonendosisleistung (TOL/E) (R/h)	$\left[\frac{R}{rem}\right]_i$	$\frac{i}{a}$
1	3400	1500	10	1.6	2.8
2	80	400	2	1.08	1.2
3	30	350	0.8	1.03	0.9

Tab.6: Meßergebnisse am Betatron der Universität Düsseldorf

Die erhaltenen Werte für $\frac{i}{a}$ und $\left[\frac{R}{rem}\right]_i$, in das Diagramm der Abb. 4 eingesetzt, ergeben die Abb. 8:

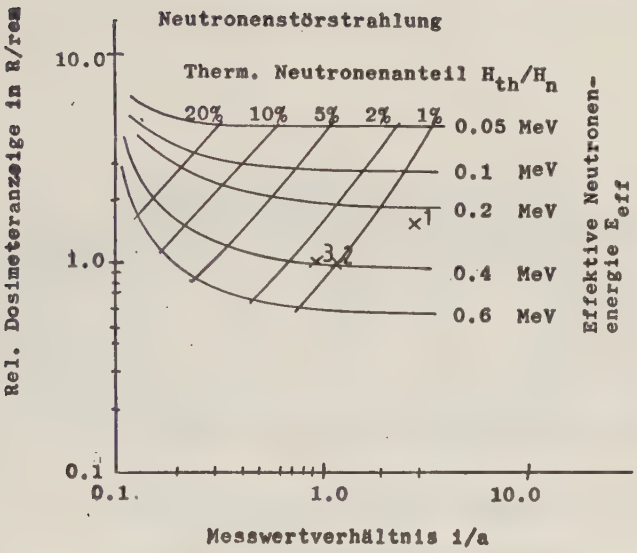


Abb. 8: "Neutronen-Diagramm" des Betatrons der Universität Düsseldorf

6.4.2. Linac der Städt. Kliniken Duisburg

Meßort	Neutronendosisleistung (mrem/h) Remcounter		Photonendosisleistung (TOL/E)	$\left[\frac{R}{rem}\right]_i$	$\frac{i}{a}$
	passiv	extern	(R/h)		
1	340	1000	26	1.92	1.42
2	400	800	2	1.0	0.8
3	80	80	0.3	1.29	0.37

Tab. 7: Meßergebnisse am Linac der Städt. Kliniken Duisburg

Das entsprechende Diagramm zeigt Abb. 9:

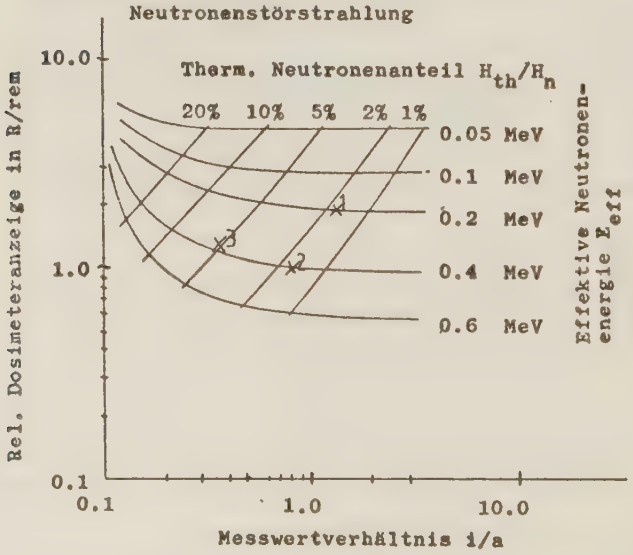


Abb. 9: "Neutronen-Diagramm" des Linacs der Städt. Kliniken Duisburg

6.4.3. Linac der Universität Köln

Meßort	Neutronendosis-leistung (mrem/h) Remcounter passiv	extern	Photonendosis-leistung (TOL/E) (R/h)	$\left[\frac{R}{rem}\right]_i$	$\frac{i}{a}$
1	12100	3000	4.8	0.76	1.36
2	5050	3000	1.3	1.62	0.61
3	1840	3000	0.5	1.1	0.43

Tab. 8: Meßergebnisse am Linac der Universität Köln

Abb. 10 zeigt das entsprechende Diagramm:

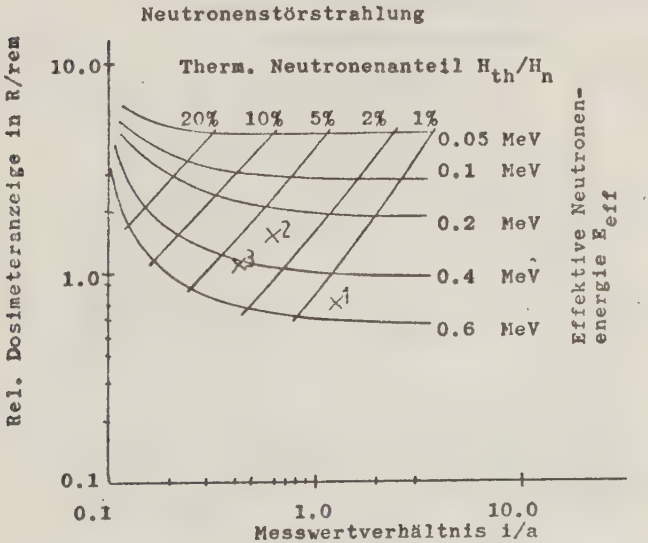


Abb. 10: "Neutronen-Diagramm" des Linacs der Universität Köln

6.4.4. Betatron der Städt. Kliniken Köln-Merheim

Meßort	Neutronendosisleistung (mrem/h) Remcounter passiv	extern	Photonendosisleistung (TOL/E) (R/h)	$\frac{R}{rem}$ i	$\frac{i}{a}$
1	4000	Remcounter defekt*	4.2	1.01	2.17
2	230		1.8	Fehler bei der Auswertung*	
3	205		0.1	0.8	0.67

Tab. 9: Meßergebnisse am Betatron der Städt. Kliniken Köln-Merheim
*Die Messungen konnten in absehbarer Zeit nicht wiederholt werden, da das Betatron wegen hoher Patientenfrequenz zu reinen Meßzwecken vorläufig nicht mehr zur Verfügung stand.

Es ergibt sich das Diagramm der Abb. 11:

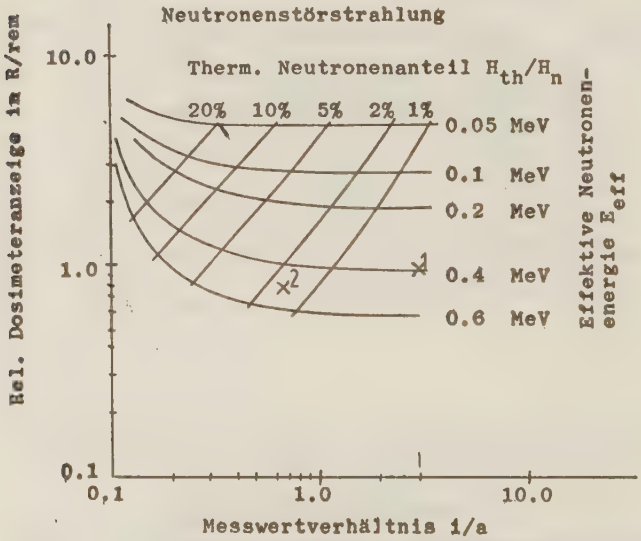


Abb. 11: "Neutronen-Diagramm" des Betatrons der Städt. Kliniken Köln-Merheim

6.5. Meßergebnisse in Hinblick auf die Neutronen- und Photonen-Dosisleistungen im Bestrahlungsraum durch Störstrahlung

6.5.1. Neutronenstörstrahlung

In Abb. 12 ist die Äquivalentdosisleistung der Neutronenstörstrahlung in Abhängigkeit vom Abstand zum Strahlerkopf dargestellt. Als Bezugspunkt wird das Target angesehen:

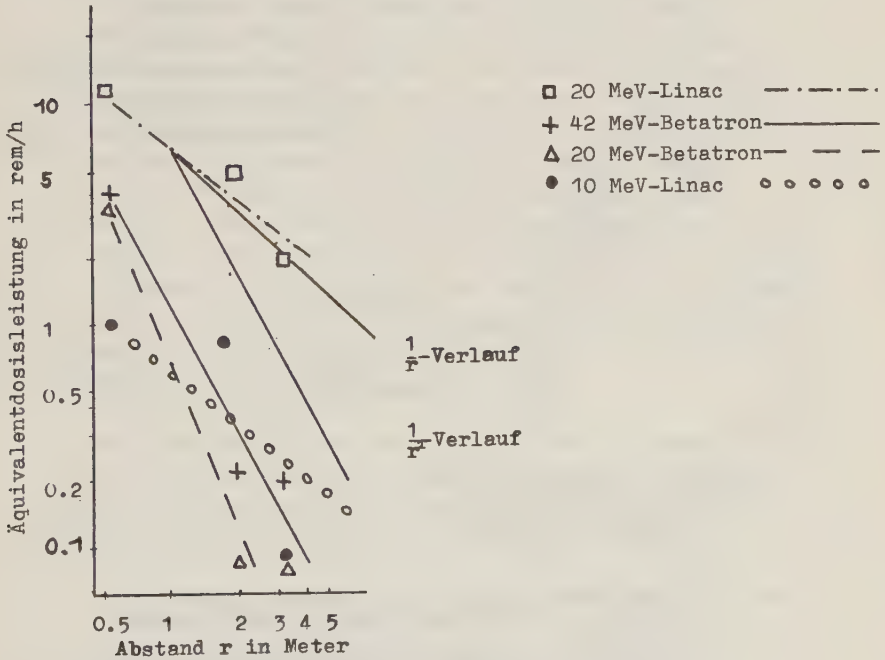


Abb. 12: Äquivalentdosisleistung der Neutronenstörstrahlung in Abhängigkeit vom Strahlerkopfabstand r. (Ebenfalls eingezeichnet ist an einem Beispiel die Abnahme der Dosisleistung mit $\frac{1}{r}$ und $\frac{1}{r^2}$.)

6.5.2. Photonenstörstrahlung

Abb. 13 zeigt die Äquivalentdosisleistung der Photonenstörstrahlung in Abhängigkeit vom Strahlerkopf (Bezugspunkt: Target).

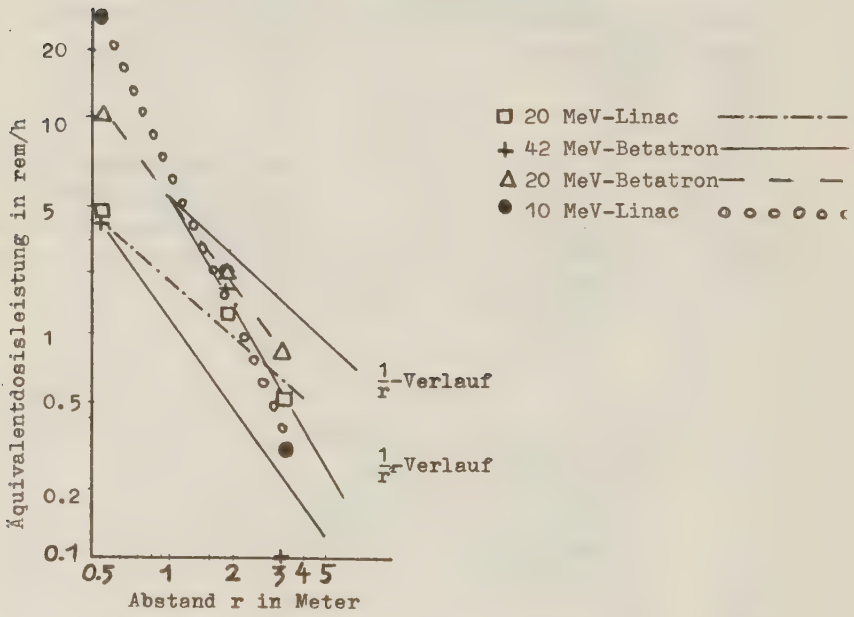


Abb. 13: Äquivalentdosisleistung der Photonenstörstrahlung in Abhängigkeit vom Strahlerkopfabstand r.
(Ebenfalls eingezeichnet ist an einem Beispiel die Abnahme der Dosisleistung mit $\frac{1}{r}$ und $\frac{1}{r^2}$).

7. Diskussion zu den Messungen an den Elektronenbeschleunigern

Es hat sich herausgestellt, daß es mit Hilfe der Albedodosimetrie auf der Grundlage von Thermolumineszenzdosimetern möglich ist, mittlere Neutronenenergien zum Beispiel in der Umgebung von medizinisch genutzten Elektronenbeschleunigern zu bestimmen. Dies gelingt um so besser, je geringer der Anteil an Bremsstrahlungsphotonen gehalten werden kann, da sich die Neutronendosis immer als Differenz aus der ^{6}LiF-Anzeige (entspricht der Summe aus Neutronen- und Photonendosis) und der ^{7}LiF-Anzeige (entspricht nur der Photonendosis) darstellt. Dieses Ziel wurde bei den vier untersuchten Beschleunigertypen nicht gleich gut erreicht, da die Photonenaustrittsöffnungen mit unterschiedlichem Erfolg abgeschirmt bzw. geschlossen werden konnten, so daß der Anteil an Photonenstreustrahlenintensität von Fall zu Fall stark schwankte. Auch die Intensität der Gehäusedurchlaßstrahlung war, was den Photonenanteil betrifft, bei den vier Beschleunigertypen nicht konstant.

Im übrigen mußten die Meßzeiten auf ein bestimmtes Maß beschränkt bleiben, da alle beteiligten Anlagen mit hohen Patientenfrequenzen ausgelastet waren. Dennoch wurden die Ziele dieser Arbeit erreicht:

- Bestimmung des Anteils thermischer Neutronen an der Neutronenstörstrahlung
- Bestimmung der mittleren (effektiven) Energie der Neutronenstörstrahlung
- Trennung der Neutronen- und Photonenanteile zwecks Bestimmung der Einzeldosen in der Störstrahlung.

7.1. Anteil thermischer Neutronen an der Neutronenstörstrahlung

Tab. 10 zeigt den prozentualen Anteil thermischer Neutronen an der Gesamtneutronendosis für die vier in dieser Arbeit behandelten Beschleunigeranlagen im Vergleich zu den von PIESCH gefundenen Werten /8/.

Beschleuniger-anlage	Maximale Photonen-energie	Anteil thermischer Neutronen an der Gesamt-störstrahlendosis (%)		Vergleichsmessungen von PIESCH am Mevatron 20	
		Nähe Strahler-kopf	Nähe Wand	Nähe Strahler-kopf	Nähe Wand
etatron isseldorf	18	1%	1 - 2 %		
etatron öln-Merheim	42	1%	1 - 2 %		
inac uisburg	10	1 - 2 %	2 - 5 %		
inac öln	16	1%	2 - 5 %	1 %	3 - 8 %

Tab. 10: Prozentualer Anteil thermischer Neutronen an der Gesamtneutronendosis für vier Beschleunigeranlagen und zum Vergleich der Wert am Mevatron 20 aus der Arbeit von PIESCH /8/. Die Messungen wurden mit den angegebenen maximalen Photonenenergien durchgeführt.

Unmittelbar am Strahlerkopf ist der Anteil thermischer Neutronen relativ gering, weil entsprechende moderationsfähige Materialien geringer Ordnungszahlen im Strahlerkopf praktisch nicht vorhanden sind. Anders sieht es in der Nähe der Bunkerwand aus: Durch Rückstreuung aus dem Beton - ein Material mit hohen Anteilen von Atomen mit geringer Ordnungszahl - findet ein deutlicher Thermalisierungsprozess statt. Dieser Effekt wird sich bei Mehrfachstreuung im Labyrinth noch erheblich verstärken, was zu Konsequenzen für die Abschirmung des Zugangtors gegen Neutronen führen muß. Am Tor muß also mit einem hohen Anteil thermischer Neutronen gerechnet werden. Andeutungsweise läßt sich vermuten, daß diese Verhältnisse bei

Linacs im Vergleich zu Betatrons etwas unterschiedlich ausfallen.

7.2. Mittlere (effektive) Energie der Neutronenstörstrahlung

Tab. 11 zeigt die mittlere (effektive) Neutronenenergie für die vier Anlagen:

Beschleuniger-anlage	Maximale Photonen-energie (MeV)	mittlere (effektive) Neutronenenergie (MeV)	Vergleichsmessung PIESCH /8/ (MeV)
Betatron Düsseldorf	18	0.3 - 0.4	
Betatron Köln-Merheim	42	0.4 - 0.6	
Linac Duisburg	10	0.2 - 0.5	
Linac Köln	16	0.3 - 0.55	0.2 - 0.4

Tab. 11: Mittlere (effektive) Neutronenenergie für die vier Beschleunigeranlagen und zum Vergleich der Mevatron 20 aus der Arbeit von PIESCH /8/. Auch hier gilt, daß die Meßungen mit den angegebenen maximalen Photonenenergien durchgeführt wurden.

Die Ergebnisse stimmen gut mit denjenigen überein, die PIESCH /8/ an einem Mevatron 20 der Radiologischen Klinik der St. Vincentius-Krankenhäuser in Karlsruhe gewonnen hat. Die Größenordnung der Meßfehler, (z.B. Schwankungen der zur Mittelwertbildung herangezogenen Einzel-TLD-Anzeigen) und prinzipielle Untergrundprobleme (z.B. hohe Photonenstrahlendosen) lassen nur relativ grob eine Zuordnung der mittleren Neutronenenergien zu den Nutz-

strahlungsphotonenenergien, die bei den Messungen eingestellt wurden, erkennen. Auch unterschiedliche Verhaltensweisen in bezug auf den Beschleunigertyp deuten sich nur an. Immerhin läßt sich anhand der in Tab. 11 dargestellten Ergebnisse die aus anderen - mit wesentlich höherem Aufwand durchgeführten-Untersuchungen (z.B. /14/) gewonnene physikalische Gesetzmäßigkeit zumindest qualitativ ablesen, daß mit steigender Photonenenergie auch die mittlere (effektive) Neutronenenergie zunimmt. Ein Versuch, dies auch qualitativ zu belegen, zeigt Abb. 14:

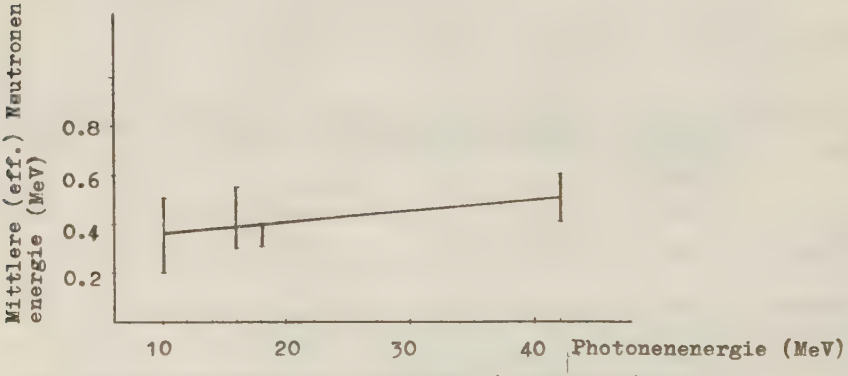


Abb. 14: Abhängigkeit der mittleren (effektiven) Neutronenenergie (MeV) von der Photonenenergie (MeV) bei medizinischen Beschleunigern. Die Fehlerbalken geben den Grad der Genauigkeit an, mit dem die mittlere Neutronenenergie mit der in dieser Arbeit beschriebenen Methode bestimmt werden kann.

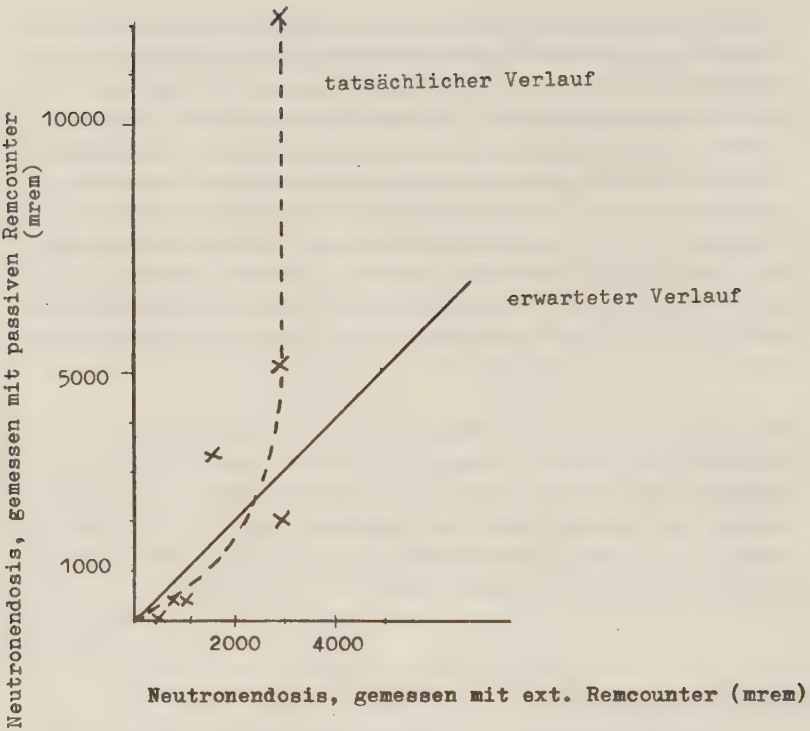
Informationen über die mittlere (effektive) Neutronenenergie sind wichtig für Abschirmungsberechnungen, wie sie z.B. in DIN 6847 Teil 2 /4/ enthalten sind.

7.3. Neutronen- und Photonendosis

Die Trennung des Neutronen- vom Photonenanteil bei einem vorliegenden gemischten Strahlenfeld ist insofern prinzipiell schwierig, als Photonendosimeter sich mehr oder

weniger geringfügig auch neutronenempfindlich, Neutronendosimeter sich teilweise sogar erheblich photonenempfindlich zeigen. Im Rahmen strahlenschutzmäßiger Anforderungen und der auf diesem Gebiet üblichen Fehlerbreiten kann eine Ionisationskammer vom Typ TOL/E mit Kunststoffwandung als nahezu neutronenunempfindlich bezeichnet werden. Das gilt in umgekehrtem Maße nicht ganz so gut für den hier benutzten externen Remcounter der Fa. Studsvik (Firmenangabe: vernachlässigbar bis 100 - 200 R/h /15/), der auf Geiger-Müller Zählrohr-Basis, gefüllt mit BF_3-haltigem Material und umgeben mit thermalisierfähigem Polyäthylen-Bor-Gemisch, arbeitet.

Vergleicht man nun die Ergebnisse der Neutronendosismessungen mit Hilfe dieses externen Remcounters und des passiven Remcounters auf Li^6-Li^7-Basis (Tab. 6 - 8), so können die Unterschiede der Ergebnisse auf keinen Fall durch die leichte Photonenempfindlichkeit des externen Remcounters erklärt werden (Abb. 15).



Tab. 15: Vergleich der Ergebnisse von Neutronendosismessungen, durchgeführt mit dem passiven Remcounter und mit dem externen Remcounter (Angaben in mrem).

Da beim Betrieb der Beschleunigeranlagen Hochfrequenzstörfelder und nur gepulste Strahlung auftreten, muß die Vermutung geäußert werden, das die in Abb. 15 aufgezeigten Diskrepanzen zwischen den Ergebnissen des externen und passiven Remcounters auf derartige Einflüße zurückzuführen sind. Da diese Störungen an TLD-Anzeigen nicht zu erwarten sind, wurden für die Auswertung der Meßergebnisse nur diejenigen des passiven Remcounters berücksichtigt.

Das Photonenmeßgerät TOL/E dagegen ist weitgehend hochfrequenzfest.

Die DIN 6847 Teil 1 /3/ legt höchstzulässige Werte für die Dosisleistung der Gehäusedurchlaßstrahlung (Störstrahlung) fest: Für den Bereich, in dem sich die Albedodosimeter befanden, (jeweils in 1m Entfernung), bezogen auf die Photonennutzstrahlendosisleistung in 1m Entfernung: 0.02 bzw. 0.05% für Neutronen und 0.2 bzw. 0.5% für Photonen.

Tab. 12 a und b zeigen für die vier Beschleunigeranlagen die aus Abb. 12 und 13 ermittelten Werte in 1m Entfernung vom Fokus und die entsprechenden Prozentsätze.

Beschleuniger-anlage	Maximale Photonen-dosisleistung in der Nutzstrahlung in 1m Entfernung vom Fokus *(Rad/min)	Dosisleistung der Neutronen-störstrahlung in 1m Entfern. vom Fokus (rem/h)	Prozentualer Anteil der Neutronenstörstrahlung an der Photonen-nutzstrahlung
18 MeV Betatron	100	1	0.017
42 MeV Betatron	100	1	0.017
1o MeV Linac	300	0.5	0.003
16 MeV Linac	300	6.5	0.039

Tab. 12 a: Prozentualer Anteil der Neutronenstörstrahlung, bezogen auf die maximale Dosisleistung der Photonennutzstrahlung an den vier untersuchten Beschleunigeranlagen (*hier: Rad≙rem)

Beschleuniger-anlage	Maximale Photonen-dosisleistung in der Nutzstrahlung in 1m Entfernung vom Fokus *(Rad/Min)	Dosisleistung der Neutronen-störstrahlung in 1m Entfern. vom Fokus (R/h)	Prozentualer Anteil der Photonenstörstrahlung an der Photonen-nutzstrahlung
18 MeV Betatron	100	4.5	0.075
42 MeV Betatron	100	2.0	0.033
10 MeV Linac	300	2.0	0.011
16 MeV Linac	300	2.5	0.014

Tab. 12 b: Prozentualer Anteil der Photonenstörstrahlung, bezogen auf die Dosisleistung der Photonennutzstrahlung an den vier untersuchten Beschleunigeranlagen (*hier: Rad≙R≙rem)

Ein Vergleich der in Tab. 12 a aufgeführten Werte mit den höchtzulässigen Werten der DIN-6847 Teil 1 (0.05 % für Neutronenstörstrahlung) zeigt, daß der DIN-Wert von allen vier Beschleunigeranlagen nicht erreicht wird. Der in der Arbeit von PIESCH /8/ gefundene Wert 7rem/h oder prozentual ausgedrückt 0.04 % stimmt recht gut mit dem hier gefundenen Wert von 6.5rem/h bzw. 0.036 % für die vergleichbare Anlage (16 MeV Linac) überein.

Aus Tab. 12 b geht hervor, daß der DIN-Wert von 0.5 % für Photonenstörstrahlung ebenfalls von keiner der untersuchten Beschleunigeranlagen überschritten wird; die in dieser Arbeit gefundenen Werte liegen deutlich darunter.

Die Dosisleistungsabhängigkeit der Neutronen- und Photonenstrahlung in Abhängigkeit vom Abstand des Meßortes zum Strahlerkopf verläuft nicht exakt nach dem quadratischen Abstandsgesetz ($\frac{1}{r^2}$ Verlauf), sondern - bedingt durch Streueffekte in unterschiedlicher, von der Baugeometrie abhängiger Form - proportional zu $\frac{1}{r}$ bis $\frac{1}{r^2}$. Zu ähnlichen Ergebnissen gelangt auch PIESCH /8/.

8. Literaturhinweise

1 Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung - StrSchV) vom 13. 10. 1976 in BGBl Teil I Nr. 125 20. 10. 1976

2 Richtlinien Strahlenschutz in der Medizin Gemeinsames Ministerialblatt Ausgabe B Nr. 31 (1979) 36

3 DIN 6847, Teil 1: Medizinische Elektronenbeschleunigeranlagen, Strahlenschutzregeln für die Herstellung, Entwurf Okt. 1977, Beuth-Verlag Berlin-Köln

4 DIN 6847, Teil 2: Medizinische Elektronenbeschleunigeranlagen, Strahlenschutzregeln für die Errichtung, Nov. 1977, Beuth-Verlag Berlin-Köln

5 BURGKHARDT, B., PIESCH, E., Albedo-Neutronendosimetrie, Sonderdruck aus KfK-Nachrichten 1/78 40

6 BERMAN, B.L., FULTZ, S.C., Giant-Resonance Measurements with Monoenergetic Photons, Lawrence Livermore Laboratory, Rep. UCRL-75383 (1974); Rev. Mod. Phys. 47 (1975) 713

7 GAYTHER, D.B., GOODE, P.D., Neutron energy spectra and angular distributions from targets bombarded by 45-MeV electrons, J. Nucl. Energy 21 (1967) 733

8 BURGKHARDT, B., PIESCH, E., SCHMID, S., Messung der Neutronenstörstrahlung im Strahlenfeld des medizinischen Linearbeschleunigers Mevatron 20, Medizinische Physik (1979) 67

9 BECKER, K., SCHARMANN, A., Einführung in die Festkörperdosimetrie, Thiemig-Verlag Stuttgart 1975

10 DIN 6800 Blatt 5: Dosismeßverfahren in der radiologischen Technik, Radio-Thermolumineszenz-Dosimetrie, Entwurf Feb. 1975, Beuth-Verlag Berlin-Köln

11 QUAST, H., Einsatz von LiF-Thermolumineszenzdosimetern zu Dosismessungen in der Röntgenstrahlentherapie Medizinische Dissertationsarbeit Universität Düsseldorf 1981

12 OTTERBERG, J.E., CIPOLA, S.J., Neutron Dose Monitoring using a Multiple Lithium Fluoride TLD Badge, Health Physics, Vol. 33 (1977) 256

13 Radiation Sources for Industry and Research 1971

14 MARMIER, P., Kernphysik II, SAB Selbsthilfegenossenschaft der Studierenden an der ETH Zürich, 1965, 141-155

15 STUDSVIK, AB Atomeneri Sweden, Bedienungsanleitung zum Neutron Dose Rate Meter, 1973-04-11

Herrn Prof. Dr. med. D. Günther sei an dieser Stelle für die freundliche Überlassung des Themas gedankt.

Herrn Oberregierungsrat Dr. K. Ewen gilt ebenso mein Dank für die immerwährende Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Lebenslauf

Ich wurde am 28. August 1953 als ältester Sohn (ich habe noch zwei jüngere Brüder) des Nervenarztes Dr.med. Wilhelm Sprengel und seiner Ehefrau Ortrud geb. Siemon in Fulda geboren.

Nach glattem Durchlaufen der Grund- und Oberschule legte ich 1972 mein Abitur am humanistischem Gymnasium in Fulda ab.

Im Anschluß an den Bundeswehrdienst studierte ich zwei Semester Biologie, um dann zum Medizinstudium überzuwechseln. Die Ärztliche Vorprüfung bestand ich 1977 in Marburg. Ein Jahr später nach Bestehen des ersten Staatsexamens wechselte ich nach Düsseldorf, wo ich 1980 das zweite Staatsexamen ablegte. Nach Beendigung des Praktischen Jahres an der Universitätsklinik Düsseldorf werde ich Ende 1981 den dritten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung ablegen.